

**Die Röntgenzeichen
der Hüftprothesen-Lockerung unter
Berücksichtigung eigener Fälle**

Vorgelegt

von

Rudolf Duswald

aus

München

1977 357



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. D. Hohmann

Die Röntgenzeichen der Hüftprothesen-Lockerung unter
Berücksichtigung eigener Fälle.

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Rudolf Duswald
aus
München

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer
Referent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 10.11.1977

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	1
Einige biomechanische Grundlagen der normalen und der prothetisch versorgten Hüfte	5
Entwicklung der Prothesenmodelle und Prothesenwerkstoffe	9
Definition und Mechanik der Hüft- Prothesenlockerung	21
Röntgenologische Substrate der Lockerungsstadien der Hüftprothese mit Beispielen	26
Diskussion	49
Zusammenfassung	57
Literaturverzeichnis	59



Einleitung

Erkrankungen des Hüftgelenkes unterschiedlicher Genese, die in ungünstigen Fällen schon im frühen, sonst im fortgeschrittenen Erwachsenenalter zu hochschmerzhafter Bewegungseinschränkung führen, sind im Bevölkerungsdurchschnitt ausserordentlich häufig anzutreffen. Zumeist handelt es sich in diesen Fällen um völlig zerstörte Gelenke, sodaß gelenkerhaltende Eingriffe hier gar nicht mehr in Frage kommen. Die schwere, fortgeschrittene, meist beide Gelenke betreffende Koxarthrose galt vor nicht allzu langer Zeit als unheilbar. Die Betroffenen waren nicht nur völlig arbeitsunfähig, sie hatten darüber hinaus ein qualvolles Dasein mit unerträglichen Schmerzen sowohl bei Belastung als auch in Ruhe zu ertragen. Erst durch die Entwicklung des teilweisen, später auch vollständigen, "totalen" Hüftgelenkersatzes hat man eine Behandlungsmöglichkeit bekommen, mit welcher die an Koxarthrose Leidenden nicht nur schmerzfrei werden, sondern auch ihre frühere Gelenkbeweglichkeit nahezu vollständig wieder erhalten. Daneben findet die Hüfttotalprothese als fast ausschließliche Therapiemöglichkeit ihre Anwendung bei der

Schenkelhalsfraktur alter Leute und bei Knochentumoren des koxalen Femurendes.

Trotz mehrerer Versuche - das erste Hüftprothesenmodell wird Ende des vorigen Jahrhunderts beschrieben - wird der künstliche Hüftgelenkersatz erst seit nahezu 30 Jahren in größerem Umfange klinisch eingesetzt. Die Zahl der heute mit einem künstlichen Hüftgelenk versorgten Patienten schätzt man auf über eine Million. Die Implantation einer Hüfttotalprothese ist zu einem Standardverfahren der Koxarthrosetherapie geworden. Das Erfolgserlebnis einer primär geglückten Alloarthroplastik der Hüfte ist sowohl für Patient wie für den behandelnden Arzt sehr groß, was zu einer gewaltigen Steigerung von Hüftprothesenimplantationen geführt hat, wobei nicht selten die sonst streng zu stellende Indikation zu diesem Eingriff etwas weiter gefaßt wurde, was eine weitere beträchtliche Steigerung der Anzahl von Hüftprothesenträgern bewirkte.

Trotz aller großartigen Erfolge bleibt auch heute die Hüftalloarthroplastik nur eine beschränkt anwendbare therapeutische Lösung. Die derzeit gebräuchlichen Prothesenmodelle der dritten Generation lassen weiterhin eine Forderung unerfüllt: die für lange Zeit stabile

Verankerung der Implantate im lebenden Knochen-
gewebe.

Für das Versagen der Implantatverankerung lassen
sich im Wesentlichen vier Gründe finden:

1. Biomechanische Ursachen
2. Bioinkompatibilität des Implantatmaterials
Abriebprodukte, Allergie
3. Früh- und Spätinfekte
4. Traumatische Lockerung

Mit der steigenden Zahl der Hüftprothesenträger und
der zunehmenden Dauer der Implantation steigt leider
auch die Anzahl derer, die nach anfänglich völliger
Beschwerdefreiheit und guter Funktion des prothe-
tisch ersetzten Hüftgelenkes zunehmend über Schmerzen
vor allem bei Belastung im operierten Gelenk und am
Oberschenkel klagen. In derartigen Fällen ist es
für den behandelnden Arzt häufig nicht leicht, dia-
gnostisch eine Implantatlockerung auszuschließen oder
auch nachzuweisen, was ja therapeutisch weitreichende
Konsequenzen nach sich zieht. Die Schwierigkeit, bei
einer fraglichen Implantatlockerung zu einer gesicher-
ten Diagnose zu gelangen, liegt vor allem darin, daß
häufig der klinische Befund nicht mit dem Röntgen -
bild korreliert. Dies trifft hauptsächlich bei der

beginnenden Prothesenlockerung zu, während die vollständig ausgelockerte oder gar gebrochene Prothese diagnostisch anhand des Röntgenbildes keine Probleme aufgibt.

Die für den ungeübten Betrachter diskreten röntgenologischen Anzeichen einer beginnenden Lockerung einer Hüftprothese aufzuzeigen, soll hier versucht werden.

Die sichere Früherkennung einer Implantatlockerung ergibt günstigere Chancen für die daraus notwendigerweise folgende Therapie.

Einige biomechanische Grundlagen der normalen und
der prothetisch versorgten Hüfte.

Das Hüftgelenk wird beim aufrechten Gang aufgrund seiner Lage und Form mechanisch sehr stark beansprucht. Die von der Hüftpfanne auf den Hüftkopf übertragene Kraft hat dabei für den Oberschenkel eine ungünstige Richtung, da sie auf diesen nicht axial auftrifft. Das koxale Femurende mit Hüftkopf und Schenkelhals hat dabei die Aufgabe, die primär nicht axialen Kraftflüsse so weiterzuleiten, daß sie im Schaftbereich in Richtung der Achse verlaufen. Vom Krafteinleitungsbezirk auf der Hüftkalotte werden die auftretenden Druckkräfte über ein medial konvexes Spongiosabündel in die mediale Kortikalis des Kalkar femoris geleitet, während die lateral auftretenden Zugkräfte über ein lateral konvexes Spongiosabündel an der Basis des Trochanter major vorbei in die laterale Schaftkortikalis gelangen. Die auf den Schenkelhals einwirkenden Zug-, Druck- und Scherkräfte werden durch die trajektorell ausgerichtete und ausgebildete Spongiosastruktur aufgenommen. Entlang der Druckspannungslinie erstreckt sich vom Krafteinleitungsbezirk des Hüftkopfes ein dichtes Spongiosabündel

in einem medialkonvexen Bogen nach latero-kaukal und mündet in die Schaftkortikalis des Calcar femoris. Ein ebenso dichtes Spongiosabündel zieht entlang der Zugspannungslinien in einem lateralkonvexen Bogen von der Medialseite des Hüftkopfes vorbei an der Basis des Trochanter major und mündet im subtrochanteren Bereich in der lateralen Schaftkortikalis. Die Spongiosazüge kreuzen sich in einem spitz zulaufenden Bogen etwa in Höhe der Epiphysenlinie (Ward'sches Dreieck). Subtrochanter enthält der Femurschaft keine Spongiosa mehr, da die Kräfte hier axial abgeleitet werden.

Die Femurmetaphyse ist also aufgrund ihrer differenzierten Spongiosastruktur in der Lage, die mechanisch ungünstigen Zug-, Druck und Scherkräfte aufzufangen und auf den Femurschaft in axialer Richtung zu übertragen. Dieser mechanischen Beanspruchung haben sich sowohl die Metaphyse wie die Diaphyse des Femurs angepaßt. (2, 26)

Bei dem heute gebräuchlichen Teilersatz des koxalen Femurendes durch die intramedullär verankerte Kopf-Hals-Prothese wird die gesamte Epiphyse sowie ein großer Teil der Metaphyse reseziert. Da-

mit geht ein beträchtlicher Anteil der mechanisch notwendigen Spongiosastrecke verloren, die sonst beim natürlichen koxalen Femurende die Scher -
kräfte absorbiert und die Zug- und Druckkräfte auf die Diaphyse überleitet. Die aus nahezu unelastischem Material bestehende Kopf-Hals-Prothese, wie auch der diese umgebende Knochenzementköcher, sind nicht wie das natürliche koxale Femurende in der Lage, die ungünstig auftreffenden mechanischen Kräfte in gleicher Weise auf die Femurdiaphyse überzuleiten. Die nach Resektion von Kopf und Schenkelhals verbliebene Spongiosa in Höhe des Prothesenaufsitzes kann die Absorption der Scherkräfte und Verteilung der Druck- und Zugkräfte nicht ausreichend bewältigen. Der sogenannte Krafteinleitungsbezirk ist nach distal verschoben, in der Diaphyse kommt es zu unphysiologischen Scherkräften nach lateral. (10)

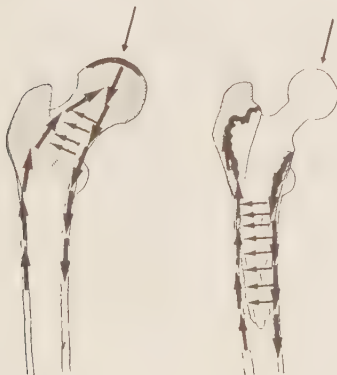


Abb. 1 (n.Diehl)
Erläuterung im
Text.

Die Kräfte, die beim Einbeinstand auf das Becken und damit in der Frontalebene auf das natürliche Azetabulum einwirken, lassen sich nach Pauwels in drei Hauptkräfte einteilen:

das Körpergewicht, das über das Sakrum eingeleitet wird,

die Muskelkraft der kleinen Glutäen, die das Becken im Gleichgewicht halten und

die Resultierende aus Körpergewicht und Abduktoren, die über den Hüftkopf direkt auf die Pfanne einwirkt.

Diese drei Hauptkräfte bewirken eine elastische Verformung der Hüftpfanne von einer leicht elliptischen des unbelasteten Zustandes in eine annähernd sphärische Kugelform bei Belastung. Bei implantierter Prothesenpfanne ist die freie Verformbarkeit des Azetabulums nicht mehr vorhanden. Bei Belastung treten nun sekundäre Druckkräfte zwischen starrem Prothesenpfannen-Knochenzement-Block und dem knöchernen Pfannenlager auf. Diese sekundären Kräfte, die auf die konvexe Fläche der Prothesenpfanne wirken, rufen gleichsam ein Ausstroßen des künstlichen Azetabulums aus dem knöchernen Pfannenlager hervor. (9)

Entwicklung der Prothesenmodelle und Prothesenwerkstoffe.

Die Entwicklung auf dem Gebiet des künstlichen Hüftgelenkersatzes verlief in den letzten Jahrzehnten ebenso stürmisch wie auf anderen Gebieten der Technologie. Weiterentwicklungen auf das Ziel eines dauerhaften künstlichen Hüftgelenkersatzes waren nur möglich durch Erkenntnisse der biomechanischen Vorgänge der normalen Hüfte, wie durch ständige Verbesserung der für die Herstellung der Implantate verwendeten Werkstoffe.

Abgesehen von einzelnen Versuchen, die nur zu Mißerfolgen führten, wurde mit der klinischen Erprobung künstlicher Hüftgelenkanteile in größerem Umfang erst nach dem Zweiten Weltkrieg begonnen.

Die Gebrüder Judet ersetzten die femorale Hüftgelenkfläche mit einer Kopfkalotte aus Plexiglas mit symmetrisch aufgesetztem Stiel. Die mit dieser Prothese versorgten Patienten waren zunächst schmerzfrei bei guter Gelenksfunktion, bei andauernder Belastung brach der Plexiglasstiel bald ab. Als Verbesserung wurde der Prothesenstiel mit einem

Stahlstift verstärkt. Obwohl noch Teile der Plexi-
glaskalotte abbrechen, war die Fixation am Stiele
fest. Es folgte nun in den meisten Fällen eine
Ausweitung des knöchernen Prothesenlagers, was man
im Röntgenbild als spindelförmige oder auch sand-
uhrförmige Ausweitung des Stiftkanals erkennen
kann. (6)

Weitere Lockerungsformen waren das Einsinken des
Prothesenstiftes in den Femurmarkraum oder die
Perforation des Prothesenstiftes durch die late-
rale Femurkortikalis. (17)

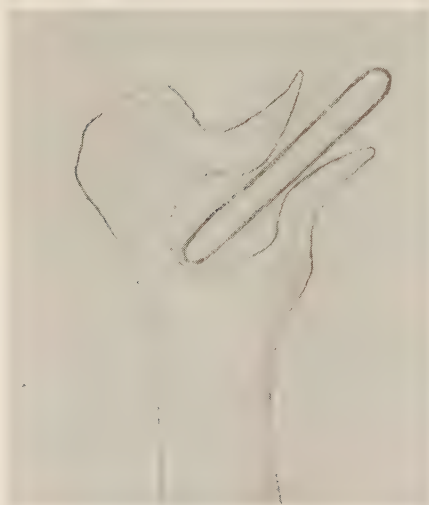


Abb. 2



Abb. 3

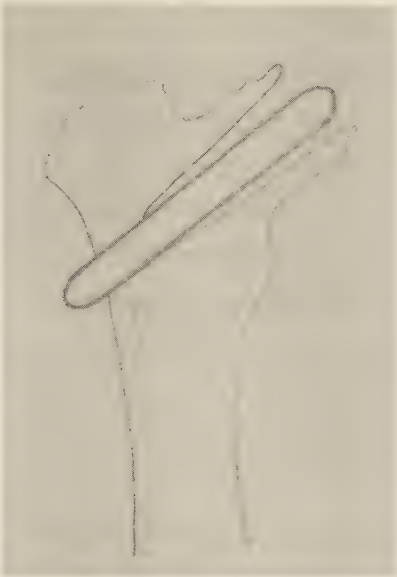


Abb. 4

Das Judet-Prothesenmodell mußte aufgrund der Unzulänglichkeit von Material und Konstruktion scheitern. Das Prothesenmaterial Plexiglas war zwar ausgezeichnet körperverträglich, hielt jedoch den auftretenden Belastungskräften nicht ausreichend stand. Dazu kam es, hervorgerufen durch die Abriebpartikel des Plexiglas, zur Bildung eines Granulationsgewebes, das in besonderem Maße knöcherne Resorption bewirkte. (24)

Neben der Unzulänglichkeit des Prothesenmaterials waren die biomechanischen Ursachen für die Implantatlockerung einmal die zylindrische Form des Prothesenstiftes, der gegen die auftretenden Drehkräfte keinen

Halt gab, zum anderen die in Richtung der Schenkelhalsachse eingesetzte Prothese, die der tatsächlichen Richtung der Druckresultanten des Körpergewichtes nicht Rechnung trug, was eine Varisierung der Kopfprothese bewirkte. Die Folge war eine lokale Überbeanspruchung einzelner Knochenabschnitte, was zur partiellen Resorption von Spongiosa und Kortikalis führte. Um diesen ungünstigen Faktoren entgegen zu wirken, strebte man eine stärkere Valgusstellung der Prothese an. Außerdem wurde die Judet-Prothese weiterentwickelt in der Art, daß man die Form des Prothesenkragens asymmetrisch gestaltete, um die Drucklast gleichmäßiger auf den Femurstumpf zu verteilen. Der Prothesenstiel erhielt ein kreuzförmiges Profil, um den auftretenden Drehkräften entgegen zu wirken. Wenn auch nach erneuten Verbesserungen des Judet-Prothesenmodells die Beschwerdefreiheit nach der Implantation länger anhielt, so stellten sich erneut Komplikationen ein, die zur Entfernung des Implantates zwangen. Der sphärische Prothesenkopf wurde durch das nicht gleichmäßig sphärische Azetabulum derart ungleich belastet, daß in dem Plexiglaskopf Schliffspuren entstanden, die ihrerseits den bereits arthrotisch geschädigten Pfannenknorpel weiter zerstörten. Weiter ungünstig wirkte sich der bereits erwähnte Plexiglasabrieb aus, der zu Bindegewebsreaktionen führte, wie

sie später ähnlich beim Polyesterabrieb gefunden werden sollten. (28)

Anhand der mit der Judet-Prothese gemachten Erfahrungen stellten sich folgende Anforderungen heraus, die ein Prothesenmodell erfüllen sollte:

Ausreichende Bruchfestigkeit des Prothesenmaterials.

Genügend stabile Verankerung der Prothese, um die auftretenden Drehkräfte aufzufangen.

Gleichmäßige Verteilung der Druckkräfte auf den Femurstumpf, um unphysiologischen Druck und damit Knochenabbau zu vermeiden.

Während sich die Judet-Prothese auch mit ihren Weiterentwicklungen und Modifikationen nicht durchsetzen konnte, wurde in den Vereinigten Staaten Anfang der Fünfziger Jahre eine Kopf-Hals-Prothese von Moore, Thompson und Eicher entwickelt, die in ihrer Grundform dem femoralen Prothesenanteil der heute gebräuchlichen Totalprothese der Hüfte entspricht. Neu an diesem Prothesentyp waren Material und Form. Das Material bestand aus einer reaktionsarmen, gut verträglichen eisenfreien Kobalt-Chrom-Legierung. In der Form unterscheidet sich dieser

Prothesentyp ebenfalls von seinen Vorgängern: Die Prothese enthält einen Kopf mit Schenkelhals verbunden mit einem Schaftteil, welcher der Femurmarkhöhle angepaßt ist. War diese Prothese in seiner Haltbarkeit im Femurstumpf allen Vorgängern überlegen, so stellte sich doch eine wesentliche Komplikation wie bei der verbesserten Judet-Prothese ein: Durch die unphysiologische Belastung des Pfannenknorpels und Pfannenbodens kam es zu einem raschen Verschleiß des Knorpels und zur zentralen Luxation des Prothesenkopfes.

Als einer der Ersten hat McKee im Jahre 1956 eine Hüfttotalprothese entwickelt, wobei er als femoralen Prothesenteil die Thompson-Kopf-Halsprothese mit einer künstlichen Hüftpfanne aus der gleichen Kobalt-Chrom-Legierung kombinierte. Die Metallpfanne wurde anfänglich mit einer Schraube in der Beckenkammsspongiosa verankert, was sich jedoch nicht bewährte, die Schraube brach ab. Als weitere entscheidende Neuerung führte McKee und sein Mitarbeiter Watson-Farrar die Verankerung der Implantate mit einem Knochenzement, dem Methylmetakrylat, ein. Diese nach McKee-Farrar genannte Hüfttotalprothese wurde in ihrer Form von 1960 in größerer Anzahl bis in die heutige Zeit implantiert und war allen vorher verwendeten Prothesenmo -

dellen in jeder Hinsicht überlegen. Dieser Prothesentyp, bei welchem künstliches Azetabulum wie femoraler Prothesenteil aus Metall besteht, wird Metall-Metall-Typ genannt. Nachteil dieses Prothesentypes ist einmal die erhöhte Reibung zwischen den gegeneinander bewegten Metallflächen. Diese Reibungskraft, auch Reibemoment genannt, beansprucht die Verankerung der Prothese im Knochengewebe stärker und führt damit eher zu einer Implantatlockerung, als die geringere Reibekraft, die zwischen einer Metallfläche und einer geeigneten Kunststoffoberfläche entsteht.

Weiter ungünstig wirkt sich die geringe Verformbarkeit der Metallpfanne dahingehend aus, daß diese weniger in der Lage ist, die auf die Hüftpfanne auftretenden Kräfte aufzufangen wie etwa eine elastischere Kunststoffpfanne. (22)

Um die Reibungskraft der gegeneinander bewegten Implantatflächen weiter zu erniedrigen, verwendete Charnley 1957 eine modifizierte Moore-Kopf-Hals-Prothese mit einer künstlichen Pfanne aus Teflon und fixierte beide Implantate wie McKee mit Methylmetakrylat. Dieser als Knochenzement verwendete Kunststoff ist ein schon seit langem in der Zahnheilkunde verwendetes Material, welches auch im Knochen reiz-

los vertragen wird. Das Reibemoment der gegeneinander bewegten Prothesenflächen konnte Charnley noch weiter vermindern, in dem er den Prothesenkopfdurchmesser um die Hälfte verkleinerte. Dem dabei jedoch wesentlich erhöhten Flächendruck konnte das Teflon nicht standhalten, es kam zu einem Durchwandern des Prothesenkopfes durch die Teflonpfanne, wobei auch noch die besondere Materialeigenschaft des Teflons eine Rolle spielte, der sogenannte Kaltfluß oder Kaltverformbarkeit. Charnley löste dieses Problem durch die Verwendung von Polyäthylen als Pfannenmaterial. Polyäthylen hat einen nahezu ebenso günstigen Reibekoeffizienten wie das Teflon, ist diesem jedoch durch seine erheblich höhere Resistenz gegen Kaltfluß überlegen. (7)

Polyester, das als Material für Prothesenpfannen wie für den Kugelkopf der Rotationsprothese von Weber und Huggler Verwendung fand, hat ebenfalls einen günstigen Reibungskoeffizienten und ist gut körperverschleißtraglich. Die Menge und die Größe der anfallenden Polyesterabriebpartikel provozierte die Bildung eines Granulationsgewebes, welches erhebliche Knochenresorptionen hervorrief. Polyester wird daher heute als Werkstoff für Endoprothesenteile nicht mehr verwendet.

Als Material für den Prothesenschaft und Kopf setzte sich der V 4 A-Stahl oder eine Kobalt-Chrom-Legierung durch. Diese Metalle besitzen die notwendige Festigkeit und sind biologisch weitgehend inert. Allerdings werden von Gschwendt und Scherrer Allergien auf Kobalt und Chrom beschrieben, welche als Mitursache bei der Prothesenlockerung infrage kommen, besonders bei Totalprothesen vom Metall-Metall-Typ, wo größere Mengen von Metallabrieb anfallen. (12)

Die Fixation der Endoprothesenteile im knöchernen Lager geschieht bei nahezu allen derzeit verwendeten Kunstgelenken durch den selbsthärtenden Knochenzement Methylmetakrylat. Beim Einbringen dieses Knochenzementes in weichem Zustand in das knöcherne Prothesenlager schiebt sich diese Kunststoffmasse mit zahlreichen Fortsätzen zwischen die Spongiosabälkchen vor; dadurch entsteht eine vielfache Verzahnung zwischen Zement und Knochen, die nach Aushärten des Methylmetakrylates bestehen bleibt. Die Fixation der Prothesenteile mit dem selbsthärtenden Kunststoff ist eine Art Notlösung, da andere Versuche einer dauerhaften Prothesenfixation ohne Knochenzement bisher noch nicht erfolgreich waren. (17)

Durch die bei der Polymerisation des Methylmetakrylates auftretende Hitze und durch das nicht verbrauchte Monomer entstehen an der Knochenzementgrenz-

ze Nekrosen bis zu einer Breite von 3 Millimeter. Zusätzlich rufen Abriebpartikel von Methylmetakrylat die Bildung eines ähnlich aggressiven Granulationsgewebes, analog dem Plexiglas und Polyester, hervor, das zu lakunären Knochenresorptionen führt.

Die heute verwendeten Hüfttotalprothesenmodelle vom Typ Metall-Kunststoff leiten sich im Wesentlichen von der Charnley-Prothese ab und unterscheiden sich hauptsächlich im Kopfdurchmesser, der Schaft- und Kragenform. Das Prothesenmodell von Charnley besteht aus einem Kopf-Hals-Schaftteil aus V 4 A-Stahl, der Kopfdurchmesser beträgt konstant 22,2 mm. Die Pfanne ist aus Polyäthylen gefertigt, wobei der Innendurchmesser konstant, der Außendurchmesser variabel ist.

M.E. Müller hat die Charnley Prothese modifiziert. Der Prothesenkopf hat einen Durchmesser von 32 mm, die dazugehörige Pfanne aus Polyäthylen hat ebenfalls einen konstanten Innendurchmesser von 32 mm bei variablen Außendurchmesser. Der Prothesenschaftteil ist nach medial konkav gebogen; es wird eine Dreipunktstützung angestrebt: an der medialen Kortikalis am Adambogen, am lateral konvexen Schaftscheitel und mit der Schaftspitze an der medialen Kortikalis anliegend. Weiterentwickelt wurde das Modell von M.E. Müller derart, daß der Schaft im Querschnitt nicht mehr rauten-

förmig mit medial liegender Spitze ist, sondern medial eine breite Auflagefläche hat, zum anderen ist der Schaft länger und gerade, damit er sich in seiner gesamten Länge in einer Art Klemmsitz an der medialen Femurkortikalis abstützt.

Es gibt derzeit eine Vielzahl von herkömmlichen Hüftprothesenmodellen vom Typ Metall-Kunststoff, die sich aber nicht in prinzipiellen Konstruktionsmerkmalen von einander unterscheiden.

Als Sonderlösung innerhalb der Prothesengattung Metall-Kunststoff sei die Rotationsprothese erwähnt, die in ihrer Modifikation von Huggler und Weber weitreichende klinische Anwendung fand. Bereits 1957 versuchte Lippman mit seiner Rotationsendoprothese in einem zylindrischen Lager die Rotationsbewegungen aufzufangen. Christiansen entwickelte 1969 ebenfalls eine Rotationsendoprothese, die zwischen aufsetzbarem Kugelkopf und Prothesenschaft ein zylindrisches Gelenk enthielt, über welches die Flexions-Extensionsbewegungen ablaufen sollten, um den natürlichen Pfannenknorpel zu schonen. Diese ersten Rotationsmodelle stellten ja nur einen Ersatz des femoralen Hüftgelenkanteils dar.

Huggler und Weber verwendeten das Rotationsprinzip

für ihre Hüfttotalprothese. Diese Prothese besteht aus drei Teilen: Ein Metallschaft, großbogig medial konkav gebogen, hat an seinem proximalen Ende einen zylindrischen Zapfen, auf welchen der Polyesterkugelpfopf mit drei verschiedenen Längen aufgesetzt wird. Die Pfanne ist aus der gleichen Metallegierung wie der Prothesenschaft gefertigt. Von dieser Konstruktion erwartete man sich zwei wesentliche Vorteile: Die Verminderung der Reibung im Kugelgelenk durch das Zylindergelenk, ferner sollte durch einen angeblich kleinen Eingriff der abgenutzte Prothesenteil des Kugelpfopfes ersetzt werden. Diese Erwartungen erfüllten sich jedoch nicht. Die Rotationsbewegungen im Zylindergelenk waren nach zweijähriger Implantationsdauer nahezu aufgehoben. (15) Ein leichter Ersatz des Prothesen-Verschleißteiles war ebenfalls nicht möglich, da sich nicht etwa nur die gegeneinander bewegten Flächen abnutzten, sondern hauptsächlich Lockerungen im knöchernen Prothesenlager auftraten, sowohl der Schaftprothese als auch der Metallpfanne. Ungünstig wirkte sich bei diesem Prothesentyp die Materialeigenschaft des Polyester aus. (35) Wie auch bei anderen Modellen, die Polyesteranteile enthielten, kam es zu den ausgedehnten knöchernen Resorptionen, vor allem am Adambogen durch das Fremdkörpergranulationsgewebe, das der angefallene

Polyesterabrieb erzeugt hatte. Nachdem diese ungünstige Materialeigenschaft des Polyesters durch Willert nachgewiesen worden war, änderte man dieses Prothesenmodell derart, daß der Kugelkopf aus Metall, die Pfanne aus Polyäthylen gefertigt wurden. Trotz der Ausschaltung der ungünstigen Materialeigenschaft des Polyesters konnte sich das Rotationsmodell nicht gegen die Standardmodelle des Metall-Kunststoff-Typs durchsetzen.

Definition und Mechanik der Hüft-Prothesenlockerung.

Die Hüftalloarthroplastik ist trotz ihrer noch ungelösten Probleme heute nicht mehr aus den Therapie - möglichkeiten wegzudenken. Übereinstimmend wird dabei die Ansicht vertreten, daß der künstliche Hüftgelenkersatz eine mittelfristige Problemlösung darstellt. (17) So wird in der Literatur von den meisten Autoren das Mindestalter der Patienten, die für eine Prothesenimplantation in Frage kommen, mit 60 Jahren angegeben. Dieser Personenkreis stellt nicht mehr diese erheblichen mechanischen Anforderungen an das Kunstgelenk, wie es jüngere tun. Trotz aller Verbesserungen in Material und Konstruktion der Prothesenmodelle ist das Kunstgelenk auch heute noch als ein vermindert belastbares, dem natürlichen nicht ebenbürtiges Gelenk anzusehen.

Gelten die Probleme des Materialverschleißes und der Körperverträglichkeit der Implantate weitgehend als gelöst, so stellt die ungenügende Haftung des Implantates im knöchernen Lager die hauptsächliche Ursache des Versagens der Hüfttotalprothese dar. Nicht eindeutig läßt sich dabei der Begriff der Implantatlockerung definieren. Willert versteht unter einer Prothesenlockerung eine röntgenologisch nachweisbare Abkipfung, Wanderung oder sonstige Bewegung des Implantates gegen den Knochen. (37)

Dazu anfügen müßte man das Auftreten erheblicher knöcherner Resorptionen an den tragenden Teilen des Prothesenlagers, auch wenn noch keine röntgenologisch nachweisbare Stellungsänderung des Implantates sichtbar wurde. Diese Knochenresorption kann neben den schon erwähnten Fremdkörperreaktionen auf Materialabrieb durch örtliche mechanische Überlastung entstehen, da der Knochen bei unphysiologisch starkem Belastungsreiz mit Abbau, bei physiologischem Reiz mit Knochenanbau reagiert. Dabei ist die Größenordnung einer Wechsellastbeanspruchung, die gerade keinen Knochenabbau bewirkt, nicht genau bekannt. Da die Belastungsspitzen hauptsächlich im knöchernen Lager des femoralen Prothesenteils auftreten, ist wahrscheinlich für eine lange andauernde Implantatfixation eine möglichst große Oberfläche des Prothesenschaftes günstig, welche

eine punktuelle Überbelastung im knöchernen Prothesenlager vermeidet.

Ein Lockerungsvorgang der Schaftprothese, dem auch zahlenmäßig die größte Bedeutung zukommt, ist die Abkipfung in die biomechanisch ungünstige Varusstellung, die erst zur Überlastung der medialen knöchernen Abstützung, dann zur völligen Schaftlockerung oder zum typischen Schaftbruch in seinem distalen Drittel führt. Die resultierende Kraft, die bei jeder Schrittphase im Einbeinstand auf den natürlichen wie den prothetischen Hüftkopf einwirkt, versucht diesen nach medial wegzukippen. (19) Der Drehpunkt dieser Kippbewegung kann einmal am Prothesenkragen medial (27) , in dem distalen Schaftdrittel oder an der Schaftspitze liegen. Bei Bewegungen um diese Drehpunkte findet eine Verschiebung des Prothesenkopfes relativ zum Femurschaft statt. Da selbst bei maximal möglicher Valgusstellung des Prothesenschaftes sich das Auftreten varisierender Kräfte nicht vermeiden läßt, so nehmen diese varisierenden Kräfte bei einer primär in Varusstellung implantierten Schaftprothese noch erheblich zu.

Weiter biomechanisch ungünstig wirkt sich ein zu steiler Prothesenkragenwinkel aus, der im Sinne einer schiefen Ebene die Krafteinwirkung der Prothese auf den Kalkar verstärkt. (28)

Die früher verwendete Schaftprothese mit rautenförmigem Querschnitt, wobei medial eine Keilspitze lag, bewirkte eine weitere Zunahme der nach medial gerichteten Druckkräfte.

Neben den biomechanisch bedingten Lockerungsfaktoren spielen die Reaktionsformen des Gewebes auf das Implantat und seine Verschleißprodukte eine erhebliche Rolle. Nicht nur der schon erwähnte Polyesterabrieb ruft die Bildung eines Granulationsgewebes hervor, das ausgedehnte Knochenresorptionen erzeugt, ähnliches Fremdkörper-Granulationsgewebe bildet sich auch durch zerriebene Knochenzementpartikel. Dabei ist, wie die Untersuchungen von Willert ergeben haben, nicht so sehr die Spezifität des Abriebmaterials von Bedeutung, als vielmehr Menge und Form der Partikel. So ist der Körper in der Lage, mit Hilfe des perivaskulären Lymphsystems eine gewisse Menge an fallender Partikel abzutransportieren. Beim Auftreten zu großer Mengen von Abriebpartikeln - das können Polyesterteilchen oder Knochenzementteilchen sein-, kann die Masse des Abriebmaterials nicht mehr von den perivaskulären Lymphspalten des Kapselgewebes bewältigt werden. Das Fremdkörpergranulationsgewebe wird nekrotisch und wird in die Gelenkhöhle abgestoßen, wo es sich als pastenartiger Detritus anhäuft. Die Überfüllung des restlichen Kapselgewebes mit Abrieb-

partikeln blockiert die weitere Aufnahme von Verschleißteilchen aus dem Gelenkraum. (37)

Die Zellen der Bindegewebsmembran an der Knochenzementgrenze und die Knochenmarkzellen werden nun in den Prozeß der Phagozytose der Abriebpartikel einbezogen. Dadurch entsteht ein Fremdkörpergranulationsgewebe, in dessen Nachbarschaft die zur Prothesen- und Zementköcherverankerung dienenden Knochenbälkchen resorbiert werden. Wie die Untersuchungen Willert weiter ergaben, ist dabei lediglich die Menge und Größe der anfallenden Abriebpartikel von Bedeutung.

Diese zytologisch bedingten Lockerungsmechanismen spielen sich an der Knochenzementgrenze ab, wo es in jedem Falle zur Bildung einer dünnen Bindegewebsmembran kommt.

Während normalerweise diese Bindegewebsschicht einen positiv zu beurteilenden Effekt hat, in dem sie geringe Verschiebungen zwischen Zementköcher und Knochen (von Charnley als "fretting" bezeichnet) absorbiert, reagiert dieses Bindegewebe bei schädigenden Einflüssen wie bakteriellen Infektionen und Abriebpartikel mit Bildung von knochenresorbierendem Granulationsgewebe. (35, 37, 1)

Röntgenologische Substrate der Lockerungsstadien der Hüftprothese.

Die ersten Anzeichen einer sich anbahnenden Prothesenlockerung lassen sich röntgenologisch an der Problemzone des Implantates, der Knochenzement - grenze sichtbar machen. Als erster Lockerungshinweis im Röntgenbild kann die partielle Randsaumbildung an der Knochenzementgrenze angesehen werden. Dabei ist die richtige Interpretation jener Randsaumbildungen anhand einer Röntgenaufnahme schwierig, da in den meisten Fällen sich schon postoperativ Aufhellungssäume an der Knochenzementgrenze zeigen, deren Entstehung man sich durch Schrumpfung des Knochenzementes bei der Aushärtung oder durch Blutansammlung im knöchernen Prothesenlager während der Implantation erklären kann.

Der Skleroseraum, der schon häufig auf der postoperativen Röntgenaufnahme zu erkennen ist, wird von Weber und Stühmer in einen harten und weichen Saum eingeteilt. Der harte Saum stellt sich bereits auf der postoperativen Aufnahme als eine schmale, verdichtete Sklerosezone im knöchernen Prothesenlager dar. Dieser Saum ist auf allen weiteren Verlaufsbildern unverändert und nicht progredient. Bei einer Nachuntersuchung von zementfrei implantierten

Moore-Endoprothesen war nach 9 jähriger Implantszeit ebenfalls nur ein "harter" Randsaum im Prothesenlager des Femurschaftes erkennbar. (28)

Weber und Stühmer beschreiben die zunehmende Resorption des knöchernen Pfannenlagers in einer Röntgenverlaufsserie. Dabei war bereits im postoperativen Bild an der Knochenzementgrenze kranial ein schmaler, unscharf begrenzter, "weicher" Sklerosesaum erkennbar, wobei sich in den späteren Aufnahmen die Resorptionszone erheblich vergrößerte und schließlich in einer signifikanten Lockerung endete. (34)

Der partielle, nicht progrediente Randsaum, ein schmaler, ca. 1 mm breiter Spalt an der Knochenzementgrenze, wird übereinstimmend mit anderen Autoren nicht als Lockerungszeichen gewertet. (31, 20, 34) Eine Zunahme des Resorptionssaumes an der Knochenzementgrenze, sowohl der Pfanne als auch der Schaftprothese, sichtbar gemacht anhand einer Röntgenverlaufsserie, kann als sicheres Indiz für eine Implantatlockerung angesehen werden. Bei Vergrößerung des Resorptionssaumes kommt es in vielen Fällen zusätzlich zur Ausbildung von lakunären Osteolysezonen, die Folge einer Positionsänderung des Implantates, einer vermehrten Resorption eines aggressiven Granulationsgewebes, hervorgerufen durch die Menge

und Größe von Abriebpartikeln, oder eines schleichenden Infekt sein können.



Abb. 5

Die Abbildung 5 zeigt eine 1973 implantierte Original Müller 70 Schaftprothese mit Müller-Polyesterpfanne. Die mediale Zementabstützung am Kalkar erscheint nicht ausreichend, an der Knochenzement - grenze unterhalb des Trochanter minor bereits deutliche, schon im postoperativen Bild vorhandene breite Randsaumbildung.

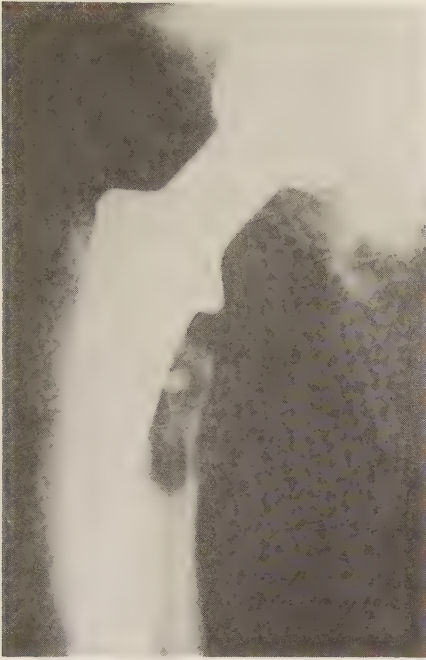


Abb. 6

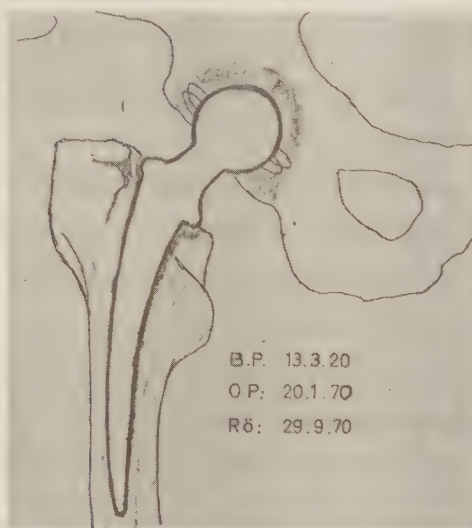
Auf Abbildung 6: 3 Jahre 7 Monate nach Implantation, knöcherne Resorption des Kalkar bis fast zum Trochanter minor, ausgedehnte lakunäre zystische Resorptionen bis unterhalb des Trochanter minor reichend. Distal des Trochanter minor ist der Spalt zwischen Knochenzement und innerer Kortikalis gleich weit geblieben. Am Prothesenkragen lateral erkennt man zwischen Prothesenschaft und Zement eine, im postoperativen Bild nicht vorhandene schmale Spaltbildung. Die Stellung der Schaftprothese hat sich jedoch insgesamt während der

nahezu $3 \frac{3}{4}$ Jahre andauernden Implantationszeit nicht wesentlich geändert, so daß man als Lockerungsursache hier allein die biologisch ungünstige Wirkung des Polyesterabriebs annehmen muß.

Einer der am häufigsten anzutreffenden Lockerungsmechanismen der Schaftprothese stellt das Abkippen in die biomechanisch ungünstige Varusstellung des Prothesenschaftes dar. Dabei kommen für die Schaftvarisierung mehrere Ursachen in Frage.

Beispiele von Röntgenverlaufsserien gelockerter Hüftprothesen.

Abb. 7



Das postoperative Bild (Abbildung 7) einer 1970 im-

plantierten Müller 70 Schaftprothese mit Müller Polyesterpfanne zeigt eine biomechanisch günstige, nahezu maximal mögliche Valgusstellung des Prothesenschaftes (Abb.7). Der verwendete Knochenzement ist röntgenologisch nicht sichtbar. 5 Jahre 4 Monate nach Implantation (Abb. 8) ist der Schaft

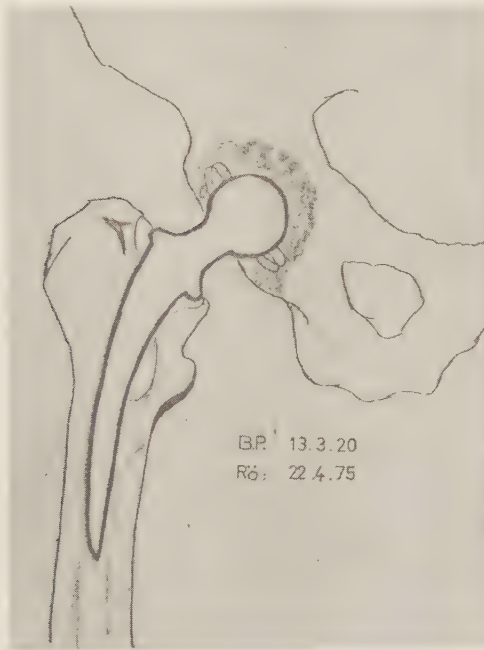


Abb. 8

deutlich eingesunken, am Prothesenkragen medial und im Schaftbereich in Höhe des Trochanter minor lakunäre knöcherne Resorptionen. Eine Varusabkipfung des Schaftes hat noch nicht stattgefunden.

Ein weiteres Jahr später (Abb. 9) :

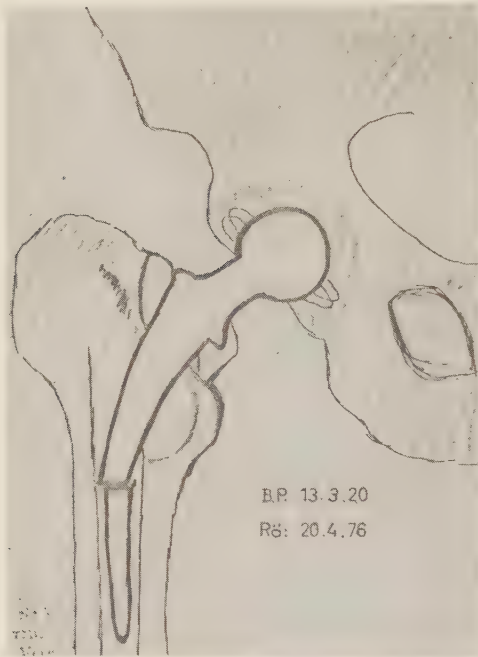


Abb. 9

Zunahme der lakunären knöchernen Resorption an der Knochenzementgrenze medial, Schaftbruch an typischer Stelle im distalen Drittel. Das proximale Fragment ist erheblich nach medial abgekippt.

Bei diesem Patienten kam es zu einer Lockerung des Prothesenschaftes nur im proximalen Abschnitt. Das distale Drittel mit Schaftspitze sitzt vollkommen fest, daher tritt zwangsläufig eine Fraktur des Schaftes an seinem Drehpunkt des Abkippungsvorganges auf.

Die Ursache der Auslockerung des proximalen Schaftanteils muß man hier in der Bildung eines aggressiven Granulationsgewebes, entstanden durch Polyesterabrieb, sehen. Die Pfanne zeigt nach über 6 jähriger Implantationsdauer keine Stellungenänderung und keinen Resorptionssaum.

Im folgenden Beispiel kippt die Schaftprothese in die Varusstellung über einen am medialen Prothesenkragen gelegenen Drehpunkt. Das postoperative Röntgenbild (Abb. 10) einer 1972 implantierten Müller 70 Schaftprothese mit Polyesterpfanne zeigt eine

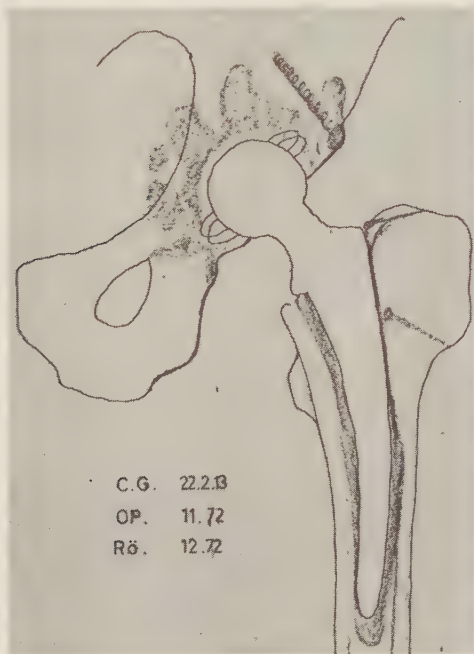


Abb. 10

ideale Valgusstellung des Prothesenschaftes mit

der medialen Kortikalis anliegender Schaftspitze.
Im Schaftbereich besteht eine durchgehende, ausreichende mediale Zementabstützung. Bereits ein knappes halbes Jahr nach Implantation (Abb. 11) ist es zu

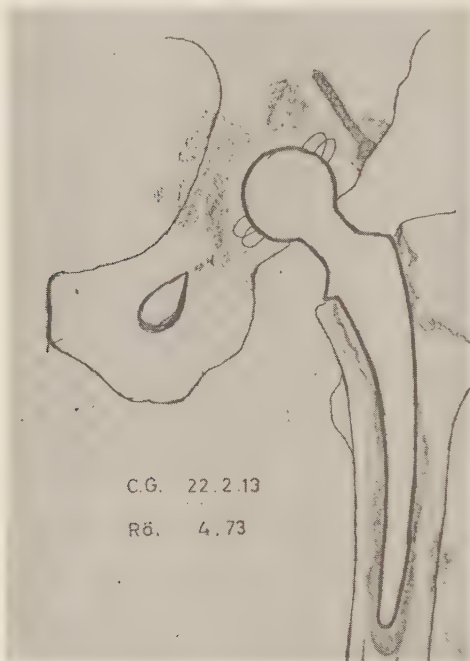


Abb. 11

einer geringen Lateralisierung der Schaftspitze gekommen. An der Knochenzementgrenze des Schaftes medial hat die Randsaumbildung zugenommen, lakunäre Resorptionen bahnen sich an. Lateral am Prothesenkragen erkennt man eine, im postoperativen Bild nicht vorhandene Spaltbildung.

2 Jahre 10 Monate nach Implantation (Abb. 12) ist der

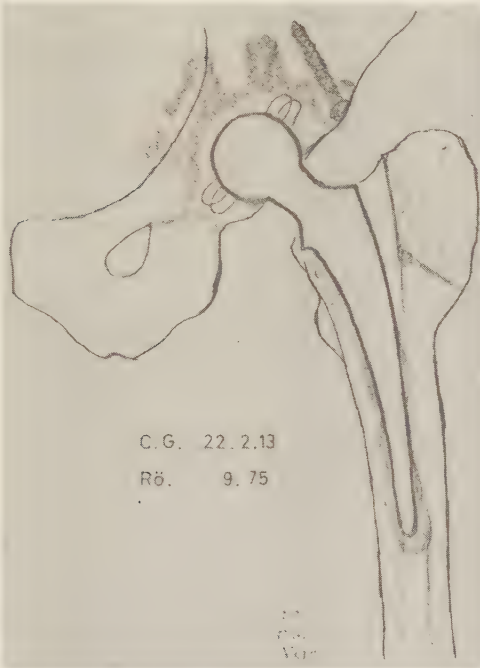


Abb. 12

Prothesenschaft deutlich nach varus abgekippt und am Kragen eingesunken. Zwischen Schaft und Zement lateral im Bereiche des Trochanter major hat sich ein breiter, keilförmiger Spalt gebildet. Die Schaftspitze ist weiter nach lateral gewandert und hat bereits zu einer Resorption der lateralen inneren Femurkortikalis geführt. An der Knochenzementgrenze medial vom Prothesenkragen abwärts hat die lakunäre Resorption zugenommen, die Schaftkortikalis an Dicke erheblich abgenommen.

Fast vier Jahre nach Implantation (Abb. 13) ist

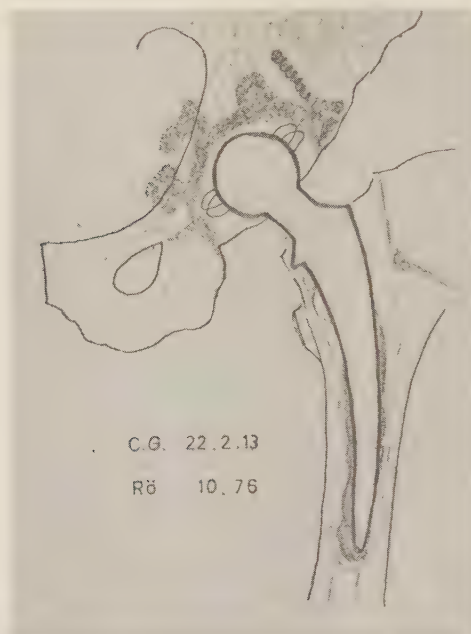


Abb. 13

der mediale Zementköcher fast völlig zerrieben, die Schaftspitze hat die laterale Femurkortikalis weiter ausgemuldet. Der keilförmige Spalt lateral zwischen Schaft und Zement hat ebenfalls zugenommen. Die Pfanne zeigt nach fast 4 jähriger Implantationsdauer keine Lockerungszeichen. Hier kommt es bei einer in idealer Stellung implantierten Schaftprothese auf Grund der ungünstigen Materialeigenschaft des Polyester zu einer totalen Auslockerung des Prothesenschaftes mit Varusabkipfung im Drehpunkt am medialen Prothesenkragen.

Die Abkipfung des Prothesenschaftes in die ungünstige Varusstellung kann jedoch auch ohne die auffälligen lakunären Knochenresorptionen im Schaftbereich erfolgen. Das folgende Beispiel zeigt eine mit nicht röntgenkontrastgebendem Knochenzement implantierte Müller 70 Totalprothese mit Polyesterpfanne (Abb. 14).

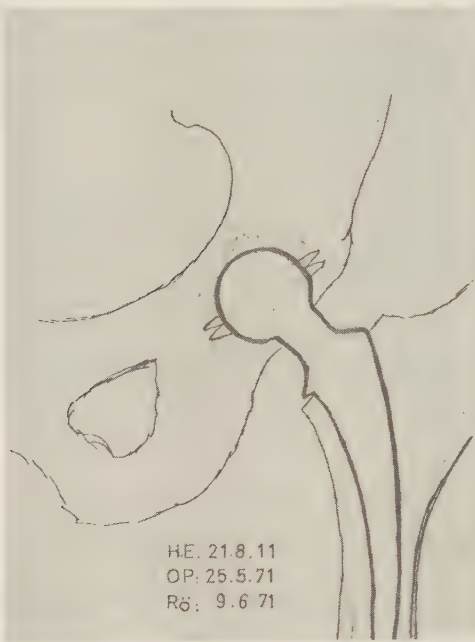


Abb. 14

Im postoperativen Bild ist die in nicht idealer Valgusstellung implantierte Schaftprothese erkennbar. 2 Jahre 5 Monate nach Implantation (Abb. 15) ist der Schaft bereits erheblich nach medial abgekippt,

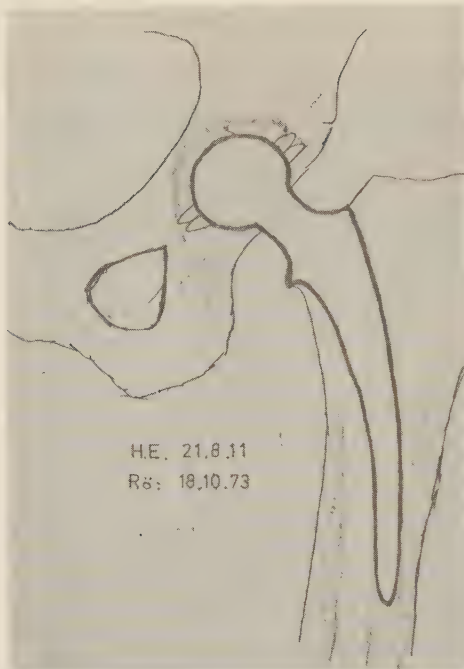


Abb. 15

die Schaftspitze hat eine deutliche Resorption und Spongiosierung der lateralen inneren Femurkortikalis bewirkt.

3 1/2 Jahre nach Implantation (Abb. 16) ist der Prothesenschaft noch weiter nach Varus abgekippt. Um die Schaftspitze hat sich die laterale Femurkortikalis ausgemuldet, was auf eine Wackelbewegung der Schaftspitze schließen läßt. Der Prothesenkragen hat zwar durch Druck eine lokale Resorption am Adambogen bewirkt, es fehlen hier jedoch die typischen lakunären Osteolysen des durch Polyesterabrieb hervorgerufenen

Granulationsgewebes.

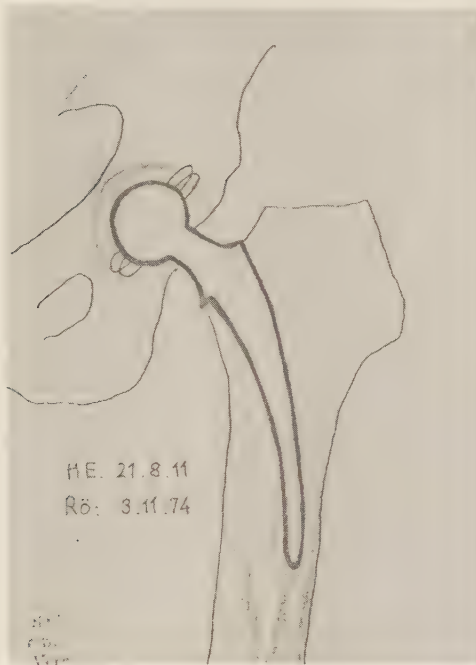


Abb. 16

Bei dieser Patientin kam es zu einer Varuslockerung der Schaftprothese aufgrund der primär biomechanisch ungünstigen Implantation in Varusstellung. Die typischen knöchernen Resorptionen wie sie bei der hier verwendeten Polyesterpfanne auftreten, konnten bei dieser Patientin nicht beobachtet werden.

Neben der Varuslockerung der Schaftprothese tritt ein, ebenfalls biomechanisch bedingter Lockerungsvorgang

auf: die Vertikallockerung. In einem sehr weiten Femurmarkraum findet die medial konkav gebogene Schaftprothese nicht die erforderliche Dreipunkt-
abstützung, sodaß es zu einem vertikalen Einsinken des Prothesenschaftes kommt.

Das vorliegende Beispiel zeigt eine mit nicht röntgenkontrastgebenden Knochenzement implantierte Müller 70 Totalprothese mit Polyesterpfanne in nicht ganz idealer Valgusstellung. (Abb. 17)

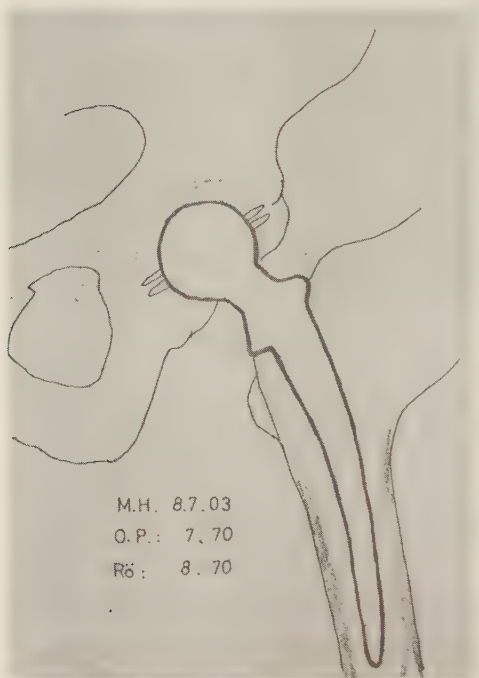


Abb. 17

Fast 5 Jahre nach Implantation (Abb. 18) ist der Schaft vertikal eingesunken ohne nach medial abzukip-

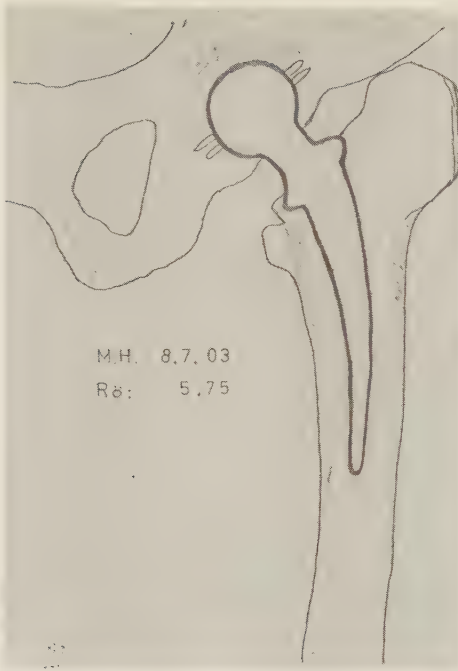


Abb. 18

pen. An der Schaftspitze erkennt man auch hier deutlich die ausgemuldete Resorption als Zeichen von Wackelbewegungen der Schaftspitze in ihrem knöchernen Lager. Auch bei dieser Patientin fehlen die für Polyester typischen Resorptionszeichen.

Das Rotationsprothesenmodell von Huggler und Weber mit der ursprünglich verwendeten Metallpfanne und Polyesterkugelhkopf wies eine eindeutig höhere Anzahl von Lockerungsfällen auf, als die zu gleicher Zeit

implantierte Müller Totalprothese mit Polyesterpfanne. Das folgende Beispiel zeigt den röntgenologischen Verlauf einer implantierten Huggler-Weber-Rotationsprothese mit Metallpfanne und Polyesterkugelpopf. In der postoperativen Aufnahme (Abb. 19)

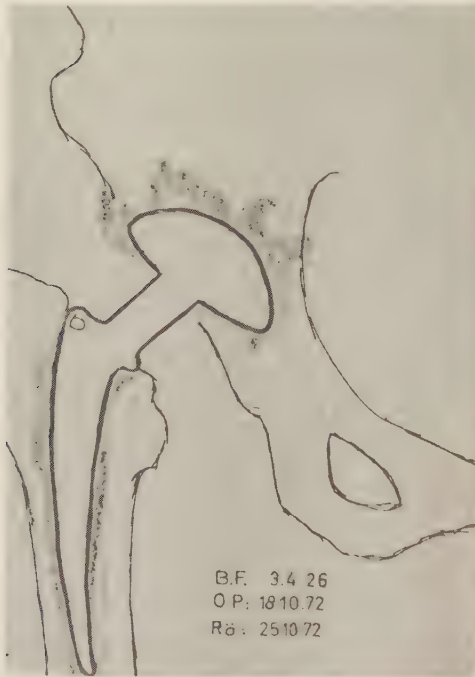


Abb. 19

erkennt man die biomechanisch günstige Stellung der Implantate. 1 3/4 Jahre nach Implantation (Abb. 20) ist die Stellung des Schaftes nahezu unverändert, eine knöcherne Resorption am Adambogen ist noch nicht eingetreten. An der Pfanne zwischen Metall und Zement zeigt

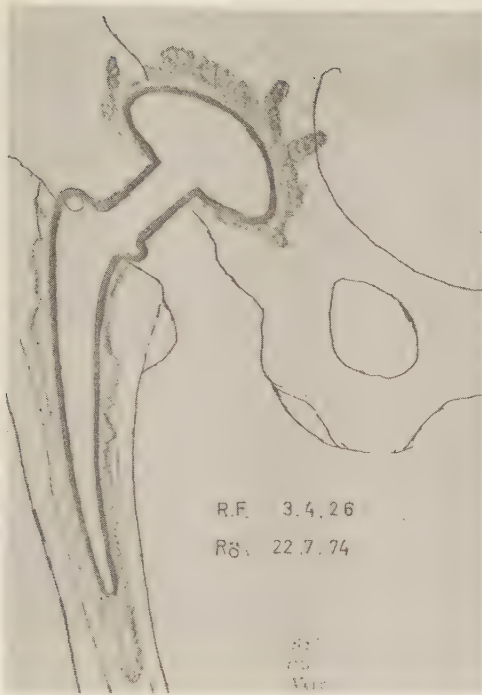


Abb. 20

sich kranial ein deutlicher Spalt, der postoperativ nicht vorhanden war. Knapp 4 Jahre nach Implantation (Abb. 21) ist die Pfanne aufgrund des breiten Spaltes im Knochenzement eindeutig locker. Der Prothesenschaft erscheint fest, der mediale Zementköcher ist noch intakt, die Stellung des Prothesenschaftes unverändert. Auffällig ist jedoch die erhebliche knöcherne Resorption am Adam-bogen, die bis zum Trochanter minor reicht. Intraoperativ bei der Prothesenauswechslung wurde der Röntgenbefund bestätigt. Die Pfanne war völlig

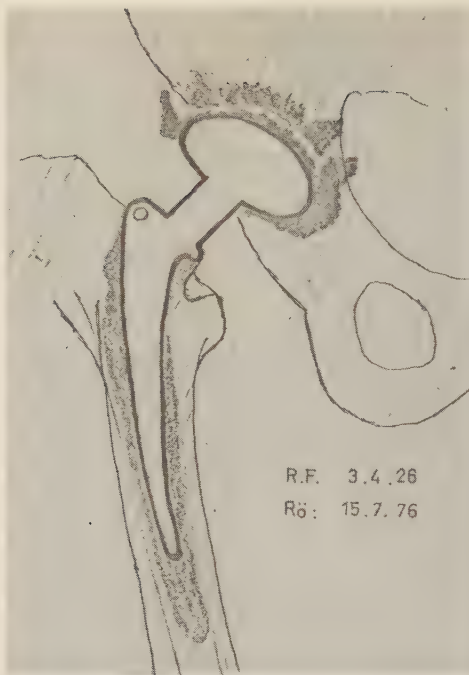


Abb. 21

ausgelockert, der Schaft erschien fest, wurde jedoch wegen der erheblichen Osteolyse am Adambogen und der damit zu erwartenden Lockerung ebenfalls ausgetauscht.

Das folgende Beispiel zeigt eine Pfannenlockerung einer Huggler-Weber-Metallpfanne mit ausgedehnter knöcherner Destruktion des Pfannenlagers. Im postoperativen Bild (Abb. 22) ist die nicht zufriedenstellende Überdachung der Prothesenpfanne bei der dysplastischen knöchernen Pfanne erkennbar. Der Schaft ist in günstiger Valgusstellung implantiert. Knapp 2 Jahre später (Abb.23) ist schon eine erhebliche Osteolyse an der Knochen -

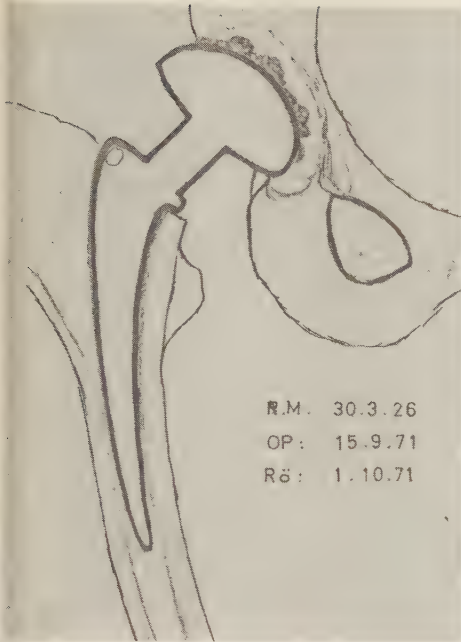


Abb. 22

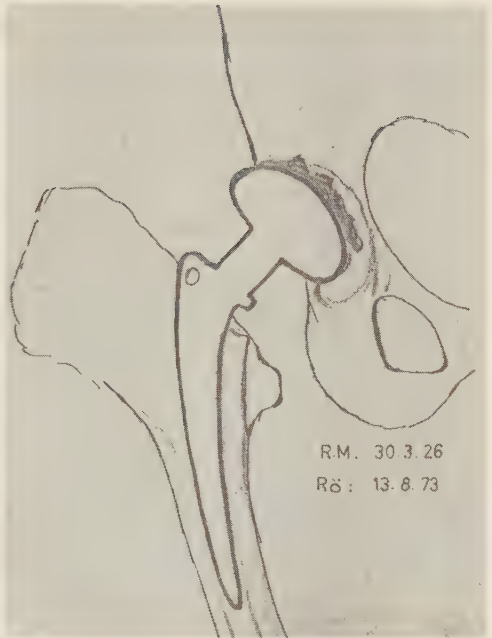


Abb.23

zementgrenze der Pfanne aufgetreten. Nach 5 jähriger Implantationszeit (Abb. 24) ist die Pfannenstellung deutlich steiler, der Zementmantel völlig zerrieben, mediokaudal ausgedehnte lakunäre Resorptionen. Lockerungszeichen des Schaftes sind nicht erkennbar, jedoch auch hier Knochenabbau am Adambogen bis zum Trochanter minor.

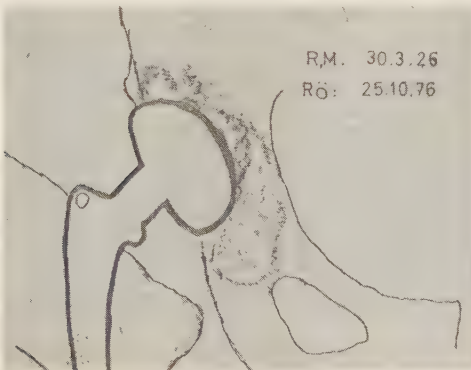


Abb. 24

Ungünstige Verhältnisse lagen bei einer Patientin vor, die 18 Jahre lang eine Judet-Prothese implantiert hatte. Im Röntgenbild (Abb. 25) erkennt man

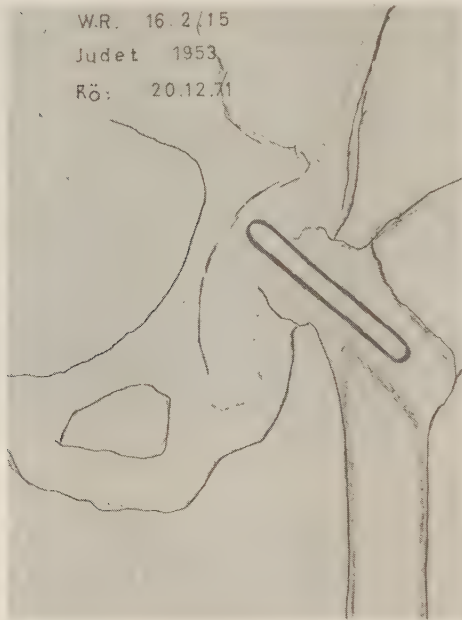


Abb. 25

den breiten sklerosierten Resorptionssaum um den Stiel der Judet-Prothese. Nach Entfernung der Judet-Prothese wurde eine Huggler-Weber-Rotationsprothese eingesetzt. (Abb. 26)

Wegen der ausgedehnten knöchernen Resorptionen um den Judet-Prothesenstiel waren zur Verankerung der Schaftprothese größere Mengen von Knochenzement nötig. 1 1/2 Jahre danach (Abb. 27) ist der laterale Zementzapfen gebrochen, der bereits postope-

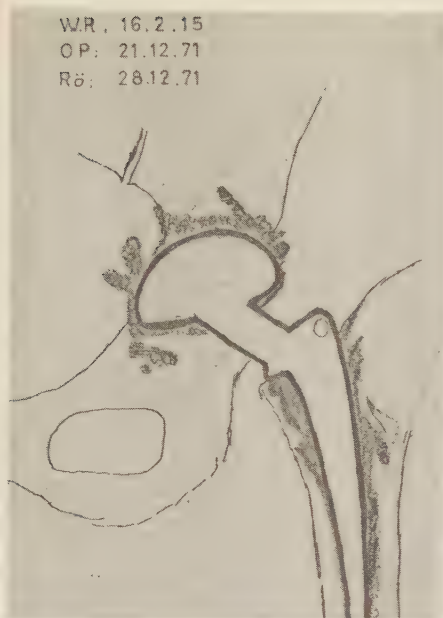


Abb. 26

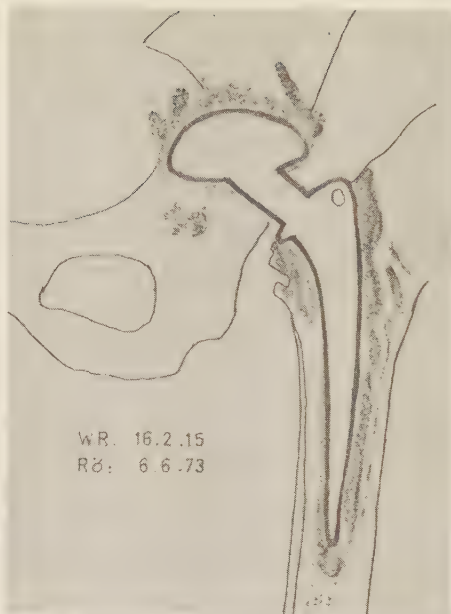


Abb. 27

rativ vorhandene Resorptionssaum an der Knochen-
zementgrenze im Schaftbereich hat deutlich zuge-
nommen. 3 1/2 Jahre nach Implantation (Abb. 28)

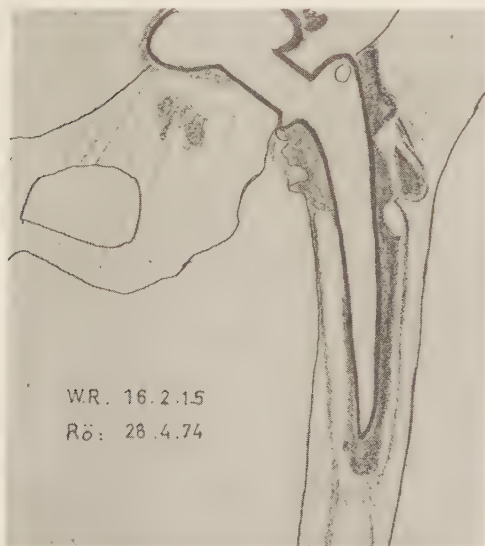


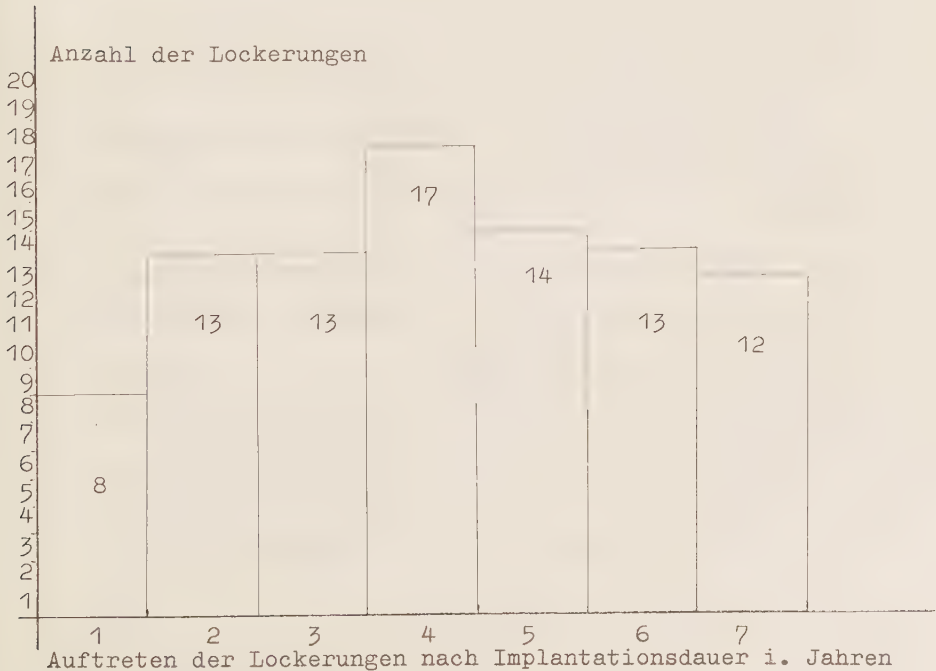
Abb. 28

der Rotationsprothese ist es zu ausgedehnten lakunären Resorptionen an der Knochenzementgrenze des Schaftbereiches medial wie lateral gekommen. Die mediale Femurkortikalis erscheint papierdünn. Der Schaft ist mit seinem Zementköcher an der Spitze nach lateral gewandert und hat die laterale innere Femurkortikalis ausgemuldet. Die bei dieser Patientin aufgetretenen ausgedehnten knöchernen Resorptionen im Schaftbereich dürften ihre Ursache haben in der erheblichen Menge von Abriebpartikel des Polyesters und des Knochenzementes.

Diskussion

In der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen wurden vom 1.10.1969 bis zum 31.5.1977 995 Hüfttotalendoprothesen implantiert. Von 1972 bis zum 31.5.1977 sind insgesamt 102 Implantatauswechselungen durchgeführt worden, wobei 12 der gelockerten Hüftprothesen in einem auswärtigen Krankenhaus eingesetzt worden waren. Nicht zu ermitteln war die Anzahl der Patienten, die hier erstimplantiert und auswärtig nachoperiert wurden.

Bezüglich der Implantationsdauer und dem Auftreten der Prothesenlockerung ließ sich ein Häufigkeitsgipfel nach zwei bis fünf Jahren Implantationszeit nachweisen.



Von den hier verwendeten Prothesenmodellen entfielen bei den 90 gelockerten Implantaten:

18 Huggler-Weber (Metallpfanne-Polyesterkugelkopf)

66 Müller 70 Protasul-1 Schaftprothese, Polyesterpfanne

6 Original M.E. Müller Protasul-10 Schaftprothese mit Polyäthylenpfanne. Von den Schaftprothesen 4 mit normallangem, 2 mit langem Schaft.

In 39 Fällen wurde die Totalprothese gewechselt, bei 29 Patienten nur der Prothesenschaft. Sieben Patienten hatten eine isolierte Pfannenlockerung, hier wurde nur die Prothesenpfanne ausgetauscht. Brüche des Prothesenschaftes fanden wir bei 21 Patienten, wobei diese in den Schaft- wie bei den Totalprothesen enthalten sind. 20 frakturierte Prothesensäfte waren vom Modell Müller 70 Protasul-1, ein Huggler-Weber-Prothesenschaft war gebrochen. Von den derzeit verwendeten Protasul-10 geschmiedeten Prothesensäften war keiner auch bei starker Varuskipfung frakturiert.

Der diagnostische Nachweis einer Implantatlockerung wurde anhand der Röntgenverlaufsserie zusammen mit dem klinischen Verlauf geführt.

Um Röntgenaufnahmen mit möglichst genauem Aussagewert zu erhalten, werden die Aufnahmen in gleicher definierter und leicht zu wiederholender Stellung angefertigt. Infrage kommt dafür die Beckenübersichtsauf-

nahme im Stand und liegend mit hängenden Unterschenkeln. Die von mehreren Autoren (Hupfauer, Seifert, Friedebold) geforderten Röntgenaufnahmen unter intermittierendem Zug und Druck vermögen zwar bei sichtbarer Stellungsänderung des Implantates eine Lockerung beweisen, jedoch nur in solchen Fällen, bei welchen vollständige Lockerung vorliegt, die auch ohne Schwierigkeiten auf einer Röntgenverlaufsserie erkannt werden kann.

Gerade Mikrobewegungen eines Implantates in seinem knöchernen Lager lassen sich durch solche, in Zug und Stauchung gehaltenen Aufnahmen nicht sichtbar machen.

Von vielen Autoren wird zum sicheren Lockernachweis die Arthrographie empfohlen. (Hupfauer, Seifert, Cotta, Schulitz, Städler, Keyl, Hepp). Unbestritten beweist ein Eindringen von Kontrastmittel zwischen Zementköcher und Prothesenlager die Lockerung. Bei eigenen Versuchen kam es jedoch bei operativ nachgewiesenen gelockerten Implantaten zu negativen Arthrographien, da nekrotischer Detritus und Granulationsgewebe den Resorptionsspalt verschlossen und das Kontrastmittel nicht eindringen ließen. Daher erscheint der diagnostische Wert einer Arthrographie in unklaren Fällen zweifelhaft, da ein negatives Arthrogramm eine

Lockerung keineswegs ausschließt, ein positives in den Fällen zustande kommt, wo die eindeutigen röntgenologischen und klinischen Zeichen die Lockerung nahezu beweisen.

Als weiteres diagnostisches Hilfsmittel bei Verdacht einer Implantatlockerung wird die Knochenszintigraphie angegeben. (Hupfauer, Seifert, Cotta, Ludwig, Nöh). Dagegen halten Dreyer, Georgi und Prevot die Knochenszintigraphie für weniger aussagekräftig bei den aseptischen Lockerungen, lediglich bei infizierten Prothesen ergäben sich interpretationssichere Befunde.

Aufgrund ihrer nur zweifelhaften diagnostischen Aussagefähigkeit sind Szintigraphie wie Arthrographie nicht für die klinische Routine eines Lockerungsnachweises geeignet.

Eines der auffälligsten röntgenologisch sichtbaren Zeichen einer beginnenden Prothesenlockerung stellt der progrediente Resorptionssaum an der Knochenelementgrenze dar. Dabei ist in einer erheblichen Anzahl bereits im postoperativen Röntgenbild ein Resorptionssaum erkennbar, ohne daß dieser allein einen Lockerungsnachweis darstellt. Dieser gleichbleibende Resorptionssaum entsteht durch Schrumpfung

des Methylmetakrylates beim Aushärten und durch Nekrosen durch die auftretende Polymerisationswärme. (Seewald, Weber, Stühmer, Hupfauer und Seifert).

Die Ausbildung eines primär nicht vorhandenen, sich verbreiternden Randsaumes mit zum Teil lakunären Osteolysen an der Knochenzementgrenze ist als ziemlich sicheres Lockerungszeichen anzusehen. Besonders typisch sind am Zementköcher der Schaftprothese neben den saumartigen Osteolysezonen die zystischen, lakunären Resorptionszonen, die das unaufhaltsame Fortschreiten der resorptiven Vorgänge eines insuffizient gewordenen prothetischen Gelenkersatzes aufzeigen.

Beobachtet man die Ausbildung progredienter knöcherner Resorptionssäume gleichermaßen an der Knochenzementgrenze von Pfanne und Schaft, so treten am Prothesenschaft eigentümliche, biomechanisch bedingte Frühzeichen einer Lockerung auf. Als zahlenmäßig häufigster Lockerungsmechanismus wurde die Abkipfung in die besonders ungünstige Varusstellung gefunden. Diese Varusabkipfung zeigte sich bei in idealer Valgusstellung implantierten Schäften aufgrund einer proximalen Lockerung, die durch die Gewebereaktion

auf anfallende Abriebpartikel entstanden ist. Als weitere Ursache für die vermehrte Abkippung der Schaftprothese nach medial kommt die Varusimplantation sowie eine ungenügende mediale Zementabstützung in Betracht.

Als Frühzeichen einer beginnenden Schaftvarisierung kann die Zerrüttung des medialen Zementköchers, die Wanderung der Schaftspitze nach lateral und die Ausbildung einer spindelförmigen knöchernen Resorption um die Schaftspitze, von Hupfauer Glockenschwengelphänomen genannt, angesehen werden.

Weiteres typisches Zeichen der Varusabkippung des Prothesenschaftes ist die laterale Spaltbildung zwischen Prothesenschaft und Zement im Bereiche des Trochanter-major-Massives. Gelegentlich wird im Femurdiaphysenbereich eine Spongiosierung als Zeichen einer unphysiologischen Biegebeanspruchung beobachtet.

In einigen Fällen trat bei weiten Femurmarkräumen eine Vertikallockerung der Schaftprothese ein. Röntgenologisch stellt sich dabei der Prothesenkragen unterhalb der Resektionsebene dar, wobei die Prothesenspitze ebenfalls von einer spindelförmigen Osteolysezone umgeben ist, was als Nachweis einer Bewegung der Prothese in ihrem knöchernen Lager anzusehen ist.

Sehr häufig konnten die erheblichen knöchernen Resorptionen beobachtet werden, die durch das aggressive Granulationsgewebe entstanden sind. Dieses Granulationsgewebe bildet sich durch eine übergroße Menge von Abriebpartikeln, die von den körpereigenen Kompensationsmechanismen nicht mehr bewältigt werden können. Dabei traten solche Mengen von Abriebpartikel vor allem bei der Verwendung von Polyester als Prothesenwerkstoff auf. Es muß jedoch angenommen werden, daß das Auftreten von zuviel Knochenzementpartikeln die gleiche biologische Reaktion hervorruft. An einer Stelle, wo besonders viel Abriebpartikel anfallen, werden auch die ausgedehntesten knöchernen Resorptionen gefunden, nämlich an der Resektionsstelle des Femurschaftes am Adambogen. Dieser Ort wird treffend von Maier et al. als "Schlammbfang" bezeichnet.

Pfannenlockerungen traten gehäuft bei der Huggler-Weber-Metallprothesenpfanne auf, da dieses Modell den auftretenden Verformungskräften aufgrund der geringeren Elastizität nicht in dem Maße standhalten konnte wie die Kunststoffpfanne. Ebenso wie bei der Schaftprothese wurden erhebliche Osteolysen und bei totaler Auslockerung Stellungsänderungen der Implantate beobachtet.

Schwierigkeiten bei der Diagnosestellung einer Implantatlockerung bereitet die Beantwortung der Frage, wann eine Endoprothese eindeutig als locker zu bezeichnen ist. Dabei wird nicht bestritten, daß es bei den "konventionellen", mit Knochenzement fixierten Prothesen keinen festen Verbund mit dem knöchernen Lager geben kann, da in jedem Falle Mikrobewegungen an der mit einer Bindegewebsschicht überzogenen Knochenzementgrenze vorkommen. Welches Ausmaß dieser Mikrobewegungen eines prothetischen Implantates noch toleriert werden kann, wird durch herkömmliche Röntgendiagnostik nicht geklärt. Spezielle stereofotogrammetrische Verfahren werden in der Zukunft diese äußerst wichtige Frage klären.

In der heutigen klinischen Routinediagnostik kann anhand des klinischen Befundes zusammen mit der Röntgenverlaufsserie eine Prothesenlockerung mit relativ großer Treffsicherheit nachgewiesen werden.

Zusammenfassung

Übersicht über die röntgenologischen Zeichen der
Lockerung von Hüfttotalprothesen:

Prothesenpfanne	Schaftprothese
progrediente Randsaumbildung an der Knochenzementgrenze, lakunäre Osteolysen, Positionsänderung des Implantats	
Protrusion, Drehung, Kippung, Bruch	Varusabkipfung, Bruch, laterale Spaltbildung, Osteolyse am Adambogen, Vertikallockerung, Spongiosierung der Femurschaftkortikalis, spindelförmige Resorption um die Schaftspitze.

Anhand dieser im Röntgenbild deutlich erkennbaren
Lockerungszeichen zusammen mit dem klinischen Befund
ist eine Implantatlockerung für die sich daraus erge-
bende therapeutische Konsequenz nicht mit völliger,
jedoch mit sehr großer Sicherheit nachzuweisen.
Andere diagnostische Verfahren wie Szintigraphie und

Arthrographie vermögen keine darüberhinaus gehende diagnostische Sicherheit zu geben.

Einen genauen Nachweis einer Implantatlockerung sowie die Bestimmung des Ausmaßes einer noch tolerablen Mikrobewegung des Implantates in seinem knöchernen Lager kann man von neuartigen Verfahren wie der Stereofotogrammetrie erwarten.

Literaturverzeichnis:

- 1 Abele H., J. Steinhäuser:
Histomorphologische Untersuchung zur Spätlocke-
rung des Pfannenteils bei der Totalprothese der
Hüfte.
Z. Orthop. 110 (1972) 421.
- 2 Benninghoff-Goertler:
Lehrbuch der Anatomie des Menschen.
1. Band München 1961
- 3 Boitzy A., H. Zimmermann:
Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte.
Arch. orth. Unfall-Chir. 66 (1969) 192.
- 4 Boitzy A.:
Allgemeine operative Komplikationen bei der
Totalprothese der Hüfte.
Erschienen in "Der totale Hüftgelenkersatz",
herausg. v. Cotta und Schulitz. Stuttgart 1973.
- 5 Brinkmann K.E., K. Heilmann:
Klinische, röntgenologische und feingewebliche
Untersuchungen an ausgelockerten Hüftgelenk-
prothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 80 (1974) 333.
- 6 Chapchal G.:
Ergebnisse der Endoprothesenplastik der Hüfte
unter besonderer Berücksichtigung der Mißerfolge.
Z. Orthop. 88 (1957) 66 .

- 7 Charnley J.:
Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to
the Shaft of the Femur.
J. Bone Jt. Surg. 42 B (1960) 28 .
- 8 Cotta H., K.P. Schulitz, J. Städler:
Unsere Erfahrungen mit der Rotationsprothese.
Ersch. in "Der totale Hüftgelenkersatz"
herausg. v. Cotta und Schulitz. Stuttgart 1973.
- 9 Dietschi C., A.H. Huggler, A. Schreiber,
H. Jacob:
Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftazetabulums unter Belastung.
Z. Orthop. 112 (1974) 670 .
- 10 Diehl K.:
Knochenbeanspruchung und Knochenumbau bei der
Alloarthroplastik des koxalen Femurendes mit
Zementverankerung.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 83 (1975) 9 .
- 11 Dreyer J., P. George, H. Prevot:
Der Aussagewert der Szintigraphie bei Verdacht
auf Prothesenlockerung.
Orth. Praxis 1 / XII Januar 1977 .
- 12 Gschwendt N., H. Scherrer:
Allergologische Komplikationen in der Orthopädie.
Der Orthopäde Bd. 6, Heft 4 (1977) 197 .

- 13 Hackenbroch M.G., H. Bruns, R. Holbe, H. Lechleuthner:
Weitere Erfahrungen mit der Totalprothese des Hüftgelenks. Klinische und radiologische Nachuntersuchungsergebnisse nach 3 bis 8 jähriger Implantationszeit.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 84 (1976) 149 .
- 14 Heipertz W.:
Lockerung und Infektion der Hüftgelenk-Totalprothese.
Z. Orthop. 112 (1974) 938 .
- 15 Hessert G.R.:
Die Kopfrotation der Huggler-Weber-Prothese.
Ersch. in "Der totale Hüftgelenkersatz"
herausg. v. Cotta und Schulitz. Stuttgart 1973 .
- 16 Hohmann D.:
Allgemeine und besondere Indikationen der Totalalloarthroplastik des Hüftgelenkes.
Ersch. in "Der totale Hüftgelenkersatz"
herausg. v. Cotta und Schulitz. Stuttgart 1973 .
- 17 Hohmann D.:
Mündliche Mitteilungen 1977 .
- 18 Holz U., J.J. Gubba:
Zur Problematik des Prothesenwechsels bei Lockerungen und Infektionen des alloarthroplastischen Gelenkersatzes.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 80 (1974) 165 .

- 19 Holz U., M. Ungethüm:
Klinische und experimentelle Untersuchungen
wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Ver-
ankerung von Hüftprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82 (1975) 195 .
- 20 Hupfauer W., J. Seifert:
Diagnostik der Implantatlockerung.
Orthop. Praxis 12/XII (1976) 1099 .
- 21 Keyl W., W.R. Hepp:
Informationswert der Hüftarthrographie bei Ver-
dacht auf Prothesenlockerung.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 330 .
- 22 McKee G.K., J. Watson-Farrar:
Replacement of Arthritic Hips by the McKee -
Farrar-Prosthesis.
J. Bone Jt. Surg. 48 B (1966) 245 .
- 23 Meier S., P. Griess, T. Rahmfeld, T. Dinkel-
acker:
Nachuntersuchungsergebnisse der totalen Allo-
arthroplastik der Hüfte unter besonderer Be-
rücksichtigung der Spätkomplikationen 4 bis
7 Jahre post OP.
Z. Orthop. 115 (1977) 274 .
- 24 Mittelmeier H., L. Singer:
Anatomische und histologische Untersuchungen
von Alloarthroplastikgelenken mit Plexiglas-

endoprothesen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 48 (1956) 519 .

- 25 Pauwels F.:
Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Berlin 1973 .
- 26 Polster J., H. Hoefert, P. Brinkmann, A. Blömer:
Implantatwechsel und Stellungsfehler der Implantate.
Vortrag bei der 26. Jahrestagung der Nord - westdeutschen Orthopäden 1976 .
- 27 Probst K.J., D. Hohmann:
Eine biometrische Methode zur Frühdiagnose der Lockerung von Totalendoprothesen des Hüftgelenkes.
Orthop. Praxis 7/XIII Juli 1977 .
- 28 Ritter G., A. Grünert, C.H. Schweikert:
Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 154 .
- 29 Ruckelshausen M.C.:
Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen.
Ersch. in "Der totale Hüftgelenkersatz"
herausg. v. Cotta und Schulitz. Stuttgart 1973 .

- 30 Salvati E.A., R.H. Freiburger, P.D. Wilson:
Arthrography for Complications of the Total
Hip Replacement.
J. Bone Jt. Surg. 53 A (1971) 701 .
- 31 Seewald K.:
Lokale und allgemeine Komplikationen bei
Hüftgelenksprothesen.
Z. Orthop. 112 (1974) 990 .
- 32 Schlegel K.F.:
Trägt der Adam'sche Bogenstachel die Endopro-
these?
Orthop. Praxis 6/XII (1976) 673 .
- 33 Schulitz K.P., H.O. Dustmann:
Komplikationen der Totalprothese.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 85 (1976) 33 .
- 34 Weber B.G., G. Stühmer:
Gute und schlechte Erfahrungen mit der Total-
prothese des Hüftgelenkes.
Ersch. in "Der totale Hüftgelenkersatz"
herausg. v. Cotta und Schulitz. Stuttgart 1973 .
- 35 Weber B.G., G. Stühmer:
Experience with Trunnion Bearing Prosthesis with
Head of Polyester Material.
Int. Symp. Advances in Artificial Hip und Knee
Joint Technology. Erlangen 1975 .

- 36 Weigert M., G. Friedebold, H. Klems:
Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenks-
ersatz.
Z. Orthop. 109 (1971) 659 .
- 37 Willert H.G., L. Zichner:
Der Vorgang der Implantatlockerung.
Vortrag bei der 26. Jahrestagung der Nord-
westdeutschen Orthopäden 1976 .

Zum Schluß der Arbeit möchte ich
ganz besonders Herrn Professor
Dr. med. D. Hohmann, Direktor der
Orthopädischen Universitätsklinik
Erlangen, für die Überlassung des
Themas, die wertvollen Ratschläge
und Anregungen und für die Korrektur
der Arbeit danken.

L e b e n s l a u f

Als viertes Kind des Facharztes für Chirurgie und Orthopädie in Landshut, Dr. med. Karl Duswald, und seiner Ehefrau, Ilsabet-Maria Duswald, geborene Weber, wurde ich, Ernst-Rudolf Hermann Duswald, am 6. Februar 1942 in München geboren. Nach Besuch der Volksschule und des humanistischen Gymnasiums in Landshut legte ich dort im Juni 1963 die Reifeprüfung ab. Nach je einem Semester Naturwissenschaft und Zahnheilkunde begann ich im Wintersemester 1964/65 an der Ludwig-Maximilians-Universität München das Studium der allgemeinen Medizin. Dort legte ich im April 1965 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung, im Oktober 1968 die Ärztliche Vorprüfung und im Dezember 1971 die Ärztliche Prüfung ab. Nach der Medizinalassistentenzeit in den Kreiskrankenhäusern Vilshofen, Wasserburg am Inn und Vilsbiburg erhielt ich am 20. 12. 1972 die Approbation als Arzt. Als chirurgischer Assistenzarzt war ich von Anfang Januar bis Ende März 1973 im Kreiskrankenhaus Vilshofen, von Mai 1973 bis Ende November 1974 im Krankenhaus der Barmherzigen Brüder in Regensburg beschäftigt. Seit 1. Dezember 1974 bin ich als Assistenzarzt an der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik Erlangen tätig.

Buchdruck – Offsetdruck

Karl Döres, 852 Erlangen, Jägerstr. 3 · Tel. 2 15 21